

## A LÉGZŐRENDSZER MECHANIKAI IMPEDANCIA-MODELLJEINEK IDENTIFIKÁLÁSA

Csendes Tibor, Hantos Zoltán, Daróczy Bálint

JATE Kalmár László Kibernetikai Laboratórium

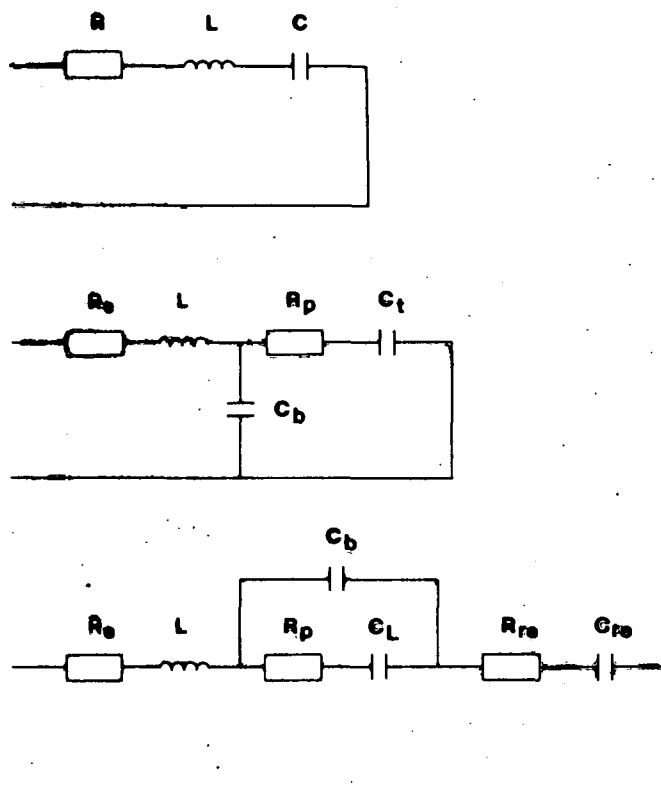
A kényszerített oszcillációs módszer a légzőrendszer mechanikai tulajdonságainak nem-invazív, minimális kooperációt kívánó vizsgálatát teszi lehetővé [1,2]. A spontán légzésből származó nyomás- és áramlás-jelek közötti kapcsolat helyett e módszerrel a kívülről létrehozott mechanikai gerjesztés és a légzőrendszer válasza közötti viszony szolgáltat információkat a mechanikai tulajdonságokról. Bár a mérési összeállítás egyszerű, a kiértékelés igen számításigényes; ennek tudható be, hogy a kényszerrezgéses eljárás még kevésbé terjedt el a légzésfunkciós gyakorlatban. Kevés a több frekvencián, esetleg széles frekvencia-tartományban végzett mérésekről szóló közlemény, és még kevesebb a légzésmechanikai paramétereknek a mért impedanciaértékek alapján történő meghatározásával kapcsolatos munka.

Mérési összeállításunk és értékelési eljárásunk részleteit illetően egy korábbi közleményünk [3] hivatkozunk, most csak egy rövid összefoglalást adunk. Egy nyomásgenerátorként tekinthető, álvéletlen jellel meghajtott nagyteljesítményű hangszóró a centrális légutakban széles frekvencia-tartalmu áramlásingadozást hoz létre. A légzőrendszer bemeneténél /a szájnál/ a testfelszíni /atmoszférás/ nyomáshoz viszonyítva mért nyomás, valamint az oszcillációs áramlás közötti kapcsolat alapján a bemeneti impedancia az adott frekvenciasávban meghatározható. A spontán légzés zavarkomponenseinek elnyomása céljából a számítási eljárás során felhasználjuk a hangszórót meghajtó feszültség /zavarmentes/ jelét [3], és a  $Z_{rs}$  bemeneti impedanciát a feszültség és a nyomás, valamint a feszültség és az áramlás kereszt-teljesítménysűrűség spektrumai alapján, gyors Fourier-transzformációs algoritmust használva számítjuk ki.

Az egészséges légzőrendszer impedanciájának valós része  $R_{rs}$  /alacsony frekvenciákon enyhén csökkenő; majd 10-15 Hz-ig közel állandó, efelett növekvő tendenciát mutat. A képzetes rész  $X_{rs}$  /kb. 10 Hz-ig negatív, ami az elasztikus ellenállás dominanciájára utal. A rezonancia-frekvencia felett  $X_{rs}$  kezdetben lineárisan nő és ez az inertív komponensek - elsősorban a léguti gáz tehetetlensége - túlsúlyát jelenti.

Krónikus obstruktív légzőszervi betegségben a valós rész magasabb szintről indul és kezdetben rohamosan csökken. A képzetes rész végig negatívabb, mint az egészségeseknél és rezonancia sokszor 30 Hz alatt nem tapasztalható. Az impedancia e jellegzetes lefutását tisztán soros - rezisztív, inertív és elasztikus - paraméterekkel már nem lehet leírni. Az intrapulmonális elemek mellett a frekvenciamentre a felső szupraglottális szakasz párhuzamos impedanciái is komoly hatást gyakorolnak [2,4]. Ez utóbbiakat külön manőver - a zárt glottis mellett végzett mérés - segítségével meg lehet határozni, és az így kapott bemeneti impedanciát a teljes légzőrendszerrel párhuzamosnak tételezve fel, e sönthetés korrigálható [2]. A korrekció jogossága vitatott ugyan [4], de egy korábbi munkánk során kimutattuk, hogy 10-15 Hz-ig elfogadhatóan visszaállítható a soros impedancia értéke [5]. Ennek

megfelelően a paraméter-meghatározásokhoz egészséges egyéneknél a 2-10 Hz, krónikus obstruktív légzőszervi betegségben szenvedőknél a 3-11 Hz tartományban mért impedancia-értékeket használtuk fel. Mindkét csoportban 11 személy szerepelt. A mérések időtartama egységesen 30 s volt.



1. ábra. A teljes légzőrendszer impedanciájának három-, öt- és hatparaméteres modelljei

A légzőrendszer mechanikai paramétereinek meghatározása három modell alapján történt; ezeket a mechanikai és elektromos rendszerek analógiáját kihasználó ábrázolásmóddal az 1. ábrán adjuk meg. A "klasszikus", háromparaméteres modellben  $R$  a rendszer összes viszkozus ellenállását,  $L$  az inerciáját,  $C$  pedig a tüdő és a mellkasfal-rekeszizom rendszer eredő rugalmasságát reprezentálja. Az ötparaméteres modellben a bronchusok falának koncentrált tágulékonyságát  $C_b$ , a légzőrendszert centrális  $R_p$ - $L$  és perifériás  $R_{re}$ - $C_{re}$  részekre osztja [6]. A centrális szakasz tisztán léguti,  $R_p$  viszont a perifériás légutak, a tüdőszövet és a mellkasfal-rekeszizom rendszer viszkozus ellenállásának,  $C_t$  pedig az eredő szöveti tágulékonyságot képviseli. A hatparaméteres modellben  $C_b$  nem az atmoszférás nyomásra, hanem a pleu-

rális felszínre csatlakozik: így csak a perifériás légutak és a tüdőszövet impedanciáját söntöli. A mellkasfal-rekeszizom rendszer ennek megfelelően külön paraméterekkel  $/R_{rc}$  és  $C_{rc}/$  rendelkezik; látható azonban, hogy csak az  $R_c + R_{rc}$  összeg határozható meg e modellből. A modell egyértelmű meghatározhatóságához tartozik továbbá, hogy a bemeneti impedancia mérésével a tüdőszövet  $C_L$  és a mellkasfal  $C_{rc}$  tágulékonysága sem különíthető el, és csak a  $C_t = C_L C_{rc} / (C_L + C_{rc})$  soros eredőre kaphatunk jó becslést. Mindhárom modellből hiányzik a perifériás légutak és a szövetek - nagyságrendileg elhanyagolható - inerciája, valamint az alacsony frekvenciákon kis szerepet játszó alveoláris gáz-compliance.

Az identifikáció során nem a modellek bemeneti impedanciáját leíró racionális törtfüggvény együtthatóit határoztuk meg, hanem egy általánosabb, bonyolultabb modellek vizsgálatára is alkalmas eszközt használtunk. A bemeneti impedancia számításakor a kérdéses hálózatot négy-pólusok lánckapcsolásával állítottuk elő. A négy-pólus-típusok a következők voltak: tisztán soros és tisztán párhuzamos impedanciákat, az áthidalt "T" kapcsolást, valamint a végtelen nagy és a zérus értékű lezárást tartalmazó négy-pólusok. A négy-pólusok egyedi impedanciái is R-L-C elemek kombinációi lehettek.

A modelleknek a mért impedancia-értékekre való illesztését úgy hajtottuk végre, hogy az elméleti bemeneti impedancia legkisebb négyzetes értelemben minél közelebb legyen a mért értékhez. Célfüggvényünk

$$F(p_1, \dots, p_n) = 100 \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n \{ [x(f_i) - \tilde{x}(f_i)]^2 + [y(f_i) - \tilde{y}(f_i)]^2 \}}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n \{ x(f_i)^2 + y(f_i)^2 \}}}$$

volt, ahol  $n$  db frekvencián:  $f_1, \dots, f_n$  értékeknél adott a mért impedanciák valós része  $x(f_i)$  és képzetes része  $y(f_i)$ , ezekhez modelleink  $p_1, \dots, p_m$  paraméter-értékei esetén a  $\tilde{x}(f_i)$  valós részű,  $\tilde{y}(f_i)$  képzetes részű impedancia tartozik.

Ha modellünkben esetleg valamelyik (R, L vagy C) elemet megbízhatóan ismerjük, akkor ennek értékét rögzíthetjük. Különben egy intervallumot kell megadni, amelyben az illető értéket valószínűnek tartjuk.

A modellek azonosítása globális optimalizálási feladatra vezet:  $F(\vec{p}) \rightarrow \min (a_i \leq p_i \leq b_i) \quad i=1, \dots, m$ . A feladat megoldására a [7,8] közlemények alapján kidolgozott globális optimalizáló eljárást használtuk. Az algoritmusnak három része van: véletlen keresés /random search/, lokális keresés és klaszterezés. A véletlen kereséssel a feladat  $m$ -dimenziós téglatestében véletlenül választott pontokban meghatározzuk a célfüggvény értékét, és kiválasztjuk közülük azt a legjobb néhányat, amelyekből lokális keresést indítunk. Lokális keresési módszerünk egy a random walk módszerek közül /Unirandi/, amely nem igényli a célfüggvény parciális deriváltjainak számítását /ez ugyanis feladatunkra rendkívül időigényes lenne/. A lokális keresés addig

1. táblázat Az egyes módszerek célfüggvény-hívásainak száma a GP, ..., S10 teszt-feladatokra

Módszer	Teszt-feladat						
	GP	BR	H3	H6	S5	S7	S10
Törn	2499	1558	2584	3477	3679	3606	3874
Price	2500	1800	2400	7600	3800	4900	4400
Branin	-	-	-	-	5500	5020	4860
De Biase	378	597	732	806	620	788	1160
Boender	398	235	235	462	567	624	755
saját	327	375	731	1588	1222	2047	2532

2. táblázat Az egyes módszerek standard-idő igénye a GP, ..., S10 teszt-feladatokra

Módszer	Teszt-feladat						
	GP	BR	H3	H6	S5	S7	S10
Törn	4,0	4,0	8,0	16,0	10,0	13,0	15,0
Price	3,0	4,0	8,0	46,0	14,0	20,0	20,0
Branin	-	-	-	-	9,0	8,5	9,5
De Biase	15,0	14,0	16,0	21,0	23,0	20,0	30,0
Boender	1,5	1,0	1,7	4,3	3,5	4,5	7,0
saját	1,2	1,2	4,5	15,5	12,8	20,8	30,5

tart, amíg

- 1/ a célfüggvényérték relativ javulása nem kisebb egy adott  $d_f$  érték-nél;
- 2/ a paraméterek relativ változása nem kisebb  $d_x$ -nél;
- 3/ amíg nem jutunk elég közel egy már vizsgált ponthoz.

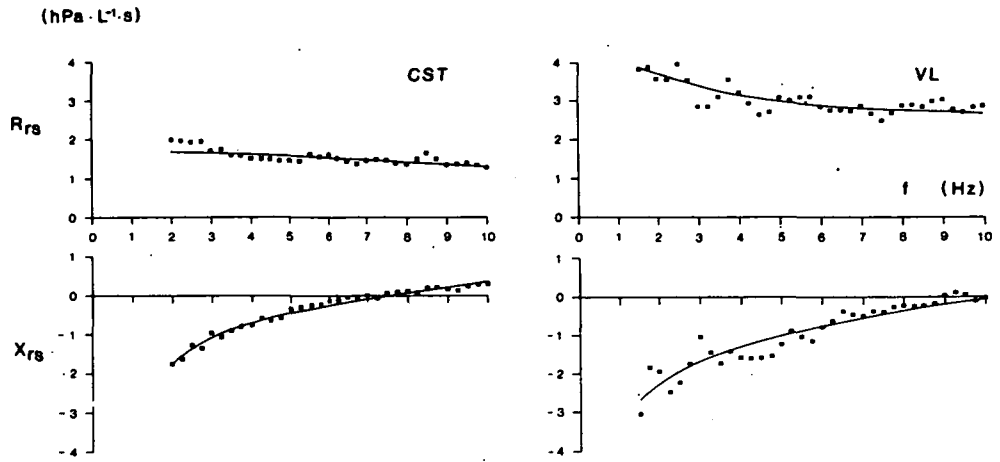
A klaszterező eljárás megvizsgálja, hogy a talált minimum nem tartozik-e valamely, eddig már megállapított minimum környezetéhez. A véletlen kereső, lokális kereső és klaszterező eljárásokat addig ismételjük, amíg a lokális kereső talál új klasztert.

Globális optimalizálási eljárások értékelésére teszt-függvények használatosak [9]. Az 1. és 2. táblázat módszerünket az irodalomban közölt [7] legújabb eljárásokkal hasonlítja össze. Az 1. táblázat a tesztfeladatok megoldásához szükséges célfüggvény-hívások számát tartalmazza az egyes módszerekre. Az S5 célfüggvény 1000 hívásához szükséges CPU-idő a standard-idő. Ennek használata lehetővé teszi módszerek összehasonlítását különböző hardver-konfigurációkon is. A 2. táblázat tartalmazza az egyes feladatokra kapott standard-idő igényeket. Meg kell jegyezni, hogy a Branin, De Biase és Boender módszerek a célfüggvény parciális deriváltjainak számítását is igénylik, így közvetlenül nem is vethetők össze eljárásunkkal. A megadott értékek módszerünkre 10 kísérlet átlagai, míg a többire 1-1 kísérlet eredménye /kivéve a Boender eljárást - itt 4 kísérlet átlaga/. Megállapítható, hogy módszerünk a többivel összemérhető teljesítményt mutat, esetenként lényegesen jobbat.

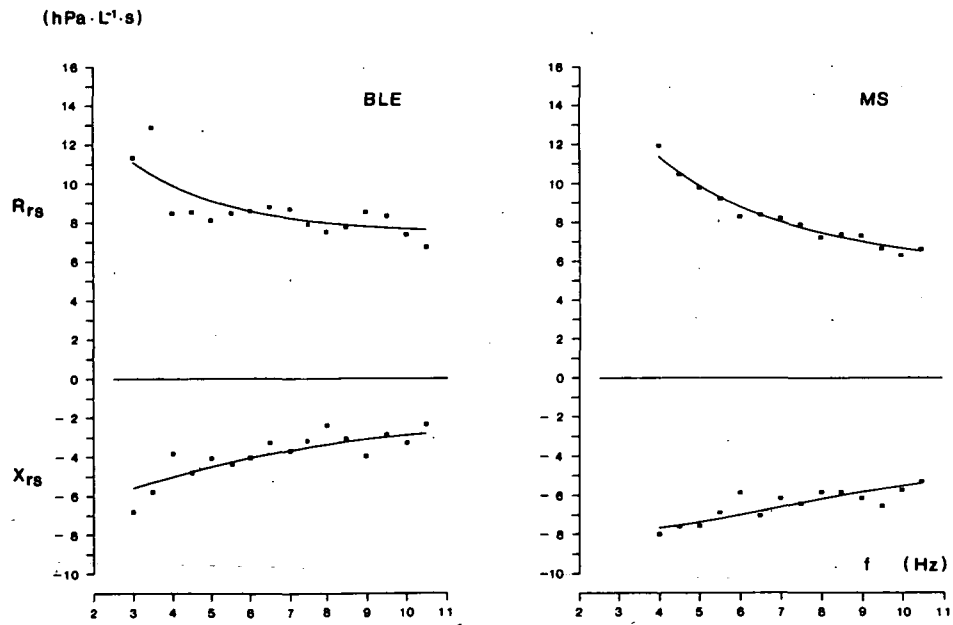
Eredményeink illusztrálásaként először bemutatunk néhány mérési eredményt a megfelelő modellillesztés görbéjével. A 2. ábrán egészséges egyéneken mért impedanciaértékek láthatók, a 3. ábra két obstruktív beteg mérési eredményét ábrázolja. A folytonos vonalak az ötparaméteres modell illesztésekor kapott globális minimumok megfelelő impedanciamenetét mutatják a /hatparaméteres modell eredményei egyébként grafikusan nem különülnek el ezektől/. A paraméterbecslések eredményeit a 3., 4. és 5. táblázatokban foglaljuk össze. A háromparaméteres modell /3. táblázat/ esetén a valós rész átlagára  $R$ / betegeknel magasabb értékeket kaptunk, mint az egészségeseknel. Az inerciára  $L$ / betegeknel irreális, negatív átlagos érték adódott. Az eredő szöveti tágulékonyság  $C$ / betegeknel csökken, holott más légzésmechanikai vizsgálatok alapján ennek ellenkezőjét várnánk. Az egészségesek paraméterei egyébként jól megegyeznek az irodalomban közltekkel [2,4].

Az öt- és hatparaméteres modellek lényegében azonos, a háromparaméteresénél alacsonyabb illesztési hibákat eredményeztek /4. és 5. táblázat/. A paraméterértékek értelmezéséhez alig van összehasonlítási lehetőségünk.  $C_t$  változatlan az egészségeseknel, és a vártnak megfelelően a betegek szöveti tágulékonysága magasabb. A bronchusok koncentrált  $C_p$  tágulékonyságára egészségeseknel a feltételezett [10]

értéknél magasabb, betegeknel pedig a hasonló technikával becsült [6] értékekhez hasonlókat kaptunk. E paraméter megbízható meghatározása komoly diagnosztikai jelentőséggel bír. Hasonlóan fontos az impedancia valós részének a nulla frekvencián felvett értéke ( $R(0)$ ) is. Az öt- és hatparaméteres modell paraméterei között lényegesebb eltérést csak a betegek  $C_t$ -értékei esetén találunk, bár az egészségesek és a betegek közötti különbség megmaradt. Mindkét modellnél feltűnő  $L$  e-



2. ábra Két egészséges egyén impedancia-értékeinek valós és képzetes része az ötparaméteres modell illesztésével



3. ábra Két, krónikus obstruktív tüdőbetegségben szenvedő egyén impedancia-értékeinek valós és képzetes része az ötparaméteres modell illesztésével

**3. táblázat** A háromparaméteres modell indentifikációjának eredményei

		F%	R	L	C
egészségesek (n=11)	$\bar{x}$	13,16	2,56	0,0129	0,0353
	$\pm SD$	3,29	0,61	0,0038	0,0062
	var%	25	24	29	18
betegek (n=11)	$\bar{x}$	16,31	5,89	-0,0021	0,0164
	$\pm SD$	3,71	1,45	0,0110	0,0111
	var%	23	25	522	67

Egységek: (R)  $\text{hPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}$ ; (L)  $\text{hPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}^2$ ; (C)  $\text{L} \cdot \text{hPa}^{-1}$

**4. táblázat** Az ötparaméteres modell indentifikációjának eredményei

		F%	$R_c$	L	$C_b$	$R_p$	$C_t$	R(O)
egészségesek (n=11)	$\bar{x}$	10,01	1,73	0,0226	0,0110	2,53	0,0341	3,09
	$\pm SD$	3,26	0,74	0,0049	0,0038	0,91	0,0174	1,07
	var%	33	43	22	34	36	51	35
betegek (n=11)	$\bar{x}$	9,31	4,30	0,0127	0,0084	6,69	0,0685	9,48
	$\pm SD$	3,85	1,31	0,0136	0,0033	3,13	0,0343	4,18
	var%	41	31	107	39	47	50	44

Egységek: (R)  $\text{hPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}$ ; (L)  $\text{hPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}^2$ ; (C)  $\text{L} \cdot \text{hPa}^{-1}$

5. táblázat A hatparaméteres modell identifikációjának eredményei

	F%	$R_c + R_{rc}$	L	$C_L$	$C_b$	$R_p$	$C_{rc}$	$C_t$	R(O)
egészségesek	$\bar{x}$ 10,16	1,56	0,0241	0,0927	0,0106	2,02	0,0688	0,0365	2,99
(n=11)	$\pm SD$ 3,22	0,76	0,0046	0,0262	0,0041	0,64	0,0228	0,0078	0,86
	var% 32	49	19	28	39	32	33	31	29
betegek	$\bar{x}$ 9,45	4,13	0,0163	0,0951	0,0081	5,89	0,0947	0,0460	9,07
(n=11)	$\pm SD$ 3,72	1,33	0,0131	0,0275	0,0033	3,10	0,0367	0,0155	4,02
	var% 39	32	80	29	41	53	39	34	44

Egységek: (R)  $\text{hPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}$ ; (L)  $\text{hPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}^2$ ; (C)  $\text{L} \cdot \text{hPa}^{-1}$

melkedése az R-L-C modell inertív paraméteréhez képest. Betegeknél azonban az egészségeseknél nagyobb inerciát várnánk, hiszen a rezisztív paraméterek értékének növekedése a bronchusok átmérőjének csökkenésére utal, s ekkor az inerciának is nőnie kellene. Megfigyeltük azonban, hogy ez a betegek egy részénél teljesül, másoknál azonban alacsony - esetenként negatív - inerciaértékeket kaptunk. Az utóbbiaknál tehát nyilvánvalóan nem megfelelőek az öt- és hatparaméteres modellek sem. Testpletizmográfias mérések e betegnél arra utalnak, hogy a légutak obstrukciója inhomogén; ennek megfelelően a modelleknek azonos strukturájú, párhuzamos intrapulmonális egységeket kellene tartalmazniuk.

Összefoglalva: a kényszerrezgéses mérésekből származó impedancia-adatoknak modelljeink segítségével történő interpretálása egészségeseknél a homogén tüdőbetegségek esetén realisztikus és diagnosztikus célra alkalmazható paramétereket eredményez. Inhomogén tüdőbetegségek esetén a modellezés még további vizsgálatokat igényel elsősorban az ugrásszerűen megnövekedő paraméterszám okozta identifikációs nehézségek miatt.

Irodalom

- [1] DuBois, A.B., A.W. Brody, D.H. Lewis, B.F. Burgess, Jr.: Oscillation mechanics of lungs and chest in man. J. Appl. Physiol., 8: 587-594 /1956/
- [2] Michaelson, E.D., E.D. Grassman, W.R. Peters: Pulmonary mechanics by spectral analysis of forced random noise. J. Clin. Invest., 56: 1210-1230 /1975/



- [3] Daróczy, B., Z. Hantos: An improved forced oscillatory estimation of respiratory impedance. *Int. J. Bio-Medical Computing*, 13: 221-235 /1982/
- [4] Nagels, J., F.J. Lándsér, L. van der Linden, J. Clement, K. P. van de Woestijne: Mechanical properties of lungs and chest wall during spontaneous breathing. *J. Appl. Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol.*, 49: 408-416 /1980/
- [5] Hantos, Z., G. Galgóczy, B. Daróczy, T. Csendes, J. Klebniczki: A lumped parameter model of the upper airway. *Bull. europ. Physiopath. resp.*, 18: 48P-49P /1982/
- [6] Eyles, J.G., R. L. Pimmel, J.M. Fullton, P.A. Bromberg: Parameter estimates in a five-element respiratory mechanical model. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* BME-29: 460-463 /1982/
- [7] Boender, C.G.E., A.H.G. Rinnoy Kan, G. T. Timmer: A stochastic method for global optimization. *Mathematical Programming* 22: 125-140 /1982/
- [8] Törn, A.A.: A search-clustering approach to global optimization. In: *Towards Global Optimisation 2*, ed. L.C.W. Dixon, G.P. Szegő, North Holland, 1978.
- [9] Dixon, L.C.W. G.P. Szegő: The global optimisation problem: an introduction. In: *Towards Global Optimization 2*, ed. L.C.W. Dixon, G.P. Szegő, North Holland, 1978.
- [10] Mead, J.: Contribution of compliance of airways to frequency-dependent behavior of lungs. *J. Appl. Physiol.*, 26: 670-673 /1969/